VERWENDUNG VON CaF_2 - THERMOLUMINESZENZDOSIMETERN ZUR BESTIMMUNG DER STRAHLENEXPOSITION IN DER RÖNTGENDIAGNOSTIK

DISSERTATION

ZUR ERLANGUNG DES GRADES EINES DOKTORS DER MEDIZIN
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT DER UNIVERSITÄT DÜSSELDORF

VORGELEGT VON

MORITZ ALBERT LIEBE

1978

1980

Aus dem Institut und der Klinik für Medizinische
Strahlenkunde der

Universität Düsseldorf

Direktor: o. Prof. Dr. Heinz Vieten

Verwendung von CaF_2 - Thermolumineszenzdosimetern zur Bestimmung der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von
Moritz Albert Liebe
1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Reinauer

Referent
gez.: Prof. Dr. Günther

Korreferent
gez.: Prof. Dr. Jungblut

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	2
2.	METHODIK	4
2.1.	Beschreibung des Dosimetersystems	4
2.2.	Eigenschaften des Dosimetersystems	4
2.2.1.	Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der applizierten Dosis	5
2.2.2.	Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der applizierten Dosisleistung	7
2.2.3.	Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der Strahlenqualität	8
2.2.4.	Fading	9
2.2.5.	Bestimmung des Meßfehlers bei einer Dosis von 0,1 mR	11
2.2.6.	Umwelteinflüsse	12
2.2.7.	Glowkurven	13
3.	MESSUNGEN	15
3.1.	Messungen am Phantom	15
3.2.	Messungen am Patienten und Untersucher bei Carotis- und Brachialisarteriographien	20
4.	DISKUSSION	22
4.1.	Diskusion der Eigenschaften des CaF_2 - TLD - Systems	22
4.2.	Diskussion über die Messung am Phantom	24
4.3.	Diskussion über die Messung am Patienten	25
5.	SCHLUSSBEMERKUNG	29
6.	LITERATURNACHWEIS	30

1. EINLEITUNG

Nach neusten Erkenntnissen der Strahlenbiologie sind auch kleinste Strahlendosen biologisch wirksam, da keine Schwellen für genetische Schäden und somatische Spätschäden vorhanden sind. Dadurch gewinnt die Messung kleinster Strahlendosen (im mrem - Bereich[x]) immer mehr an Interesse. Die Messung solcher Dosen ist mit CaF_2 - Thermolumineszenzdosimetern (TLD) möglich, da diese Dosimeter in der Größenordnung von 0,1 Milli - röntgen [x] noch eine ausreichende Empfindlichkeit aufweisen. Mit LiF - TLDs oder anderen Dosimetertypen z.B. Glasdosimetern sind solche extrem niedrigen Dosiswerte schlecht oder überhaupt nicht meßbar.

Wenn man bedenkt, daß 80 bis 85 % der künstlichen Strahlenexposition der Gesamtbevölkerung im Rahmen des medizinischen Bereichs und hier besonders in der Röntgen - diagnostik anfallen, bietet es sich an, Messungen auf diesem Gebiet besonders intensiv durchzuführen. Unter anderem interessiert die Wirkung, die sich in einer Strahlenexposition der Gonaden manifestiert. Diese befinden sich in der Mehrzahl der röntgendiagnostischen Untersuchungen im Bereich der Streustrahlung. Aus diesem Grund liegen die typischen Gonadenexpositionen im Bereich weniger Milliröntgen. CaF_2 - TLDs sind daher besonders gut geeignet, Gonadendosen bei röntgen - diagnostischen Untersuchungen zu bestimmen.

---

x) Für Röntgenstrahlen und Weichteilgewebe kann in erster Näherung davon ausgegangen werden, daß Dosisangaben (Äquivalentdosis) mit der Einheit Rem (rem) identisch sind mit Dosisangaben (Ionendosis) mit der Einheit Röntgen (R). Aus diesem Grund werden zur besseren Übersicht für das Folgende die Dosiswerte nur mit der Einheit RÖNTGEN angegeben. Die Umrechnung der Einheit RÖNTGEN in die neue SI - Einheit C/kg lautet :
$1\ R = 2{,}58 \cdot 10^{-4}\ C/kg$.

Die Röntgenverordnung legt Wert auf die Applizierung möglichst geringer Strahlenexpositionen für Arzt, Personal und Patient und verlangt außerdem nach § 29 (" Aufzeichnungspflicht ") die Bereitstellung von Daten zur Bestimmung der Strahlenexposition des Patienten. Meßsysteme, wie die CaF_2 - Dosimetrie, können in diesem Zusammenhang sehr hilfreich sein. Diese Meßmethode wurde zunächst in der Zentralstelle für Sicherheitstechnik, Strahlenschutz und Kern - technik allgemein erprobt (physikalische Grundlagen, Phantommessungen), dann im klinischen Bereich bei neuroradiologischen Untersuchungen angewandt.

2. METHODIK

2.1. Beschreibung des Dosimetersystems

Bei Thermolumineszenzdosimetern handelt es sich um Kristallstrukturen, die bei Strahlenexpositionen in der Weise beeinflußt werden, daß in ihnen durch eine nach erfolgter Strahleneinwirkung vorgenommene Erhitzung in einem speziellen Auswertegerät auf mehrere Hundert Grad Celsius eine Lichtemission angeregt wird. Die der eingestrahlten Dosis proportionale Lichtmenge wird durch einen Sekundärelektronenvervielfacher (Photomultiplier) nachgewiesen. Über einen für jedes TLD - Material typischen Kalibrierfaktor kann man dann die applizierte Strahlendosis berechnen.
Nach der Messung können die Dosimeter durch eine spezielle Behandlung (" Regenerierung ") wieder in den Ausgangszustand zurückversetzt und für eine neue Messung verwendet werden. Da die Dosimeter sehr strahlenempfindlich sind, müssen sie zur Reduzierung des Untergrunds (z.B. erzeugt durch Höhenstrahlung) in Blei gelagert werden. Literatur : [1] .

2.2. Eigenschaften des Dosimetersystems (Literatur : [2] , [3])

Die Vorteile speziell der CaF_2 - Thermolumineszenz - dosimeter sind:

1. geringe Abmessungen, dadurch z.B. in Körperhöhlen implantierbar und auf Röntgenaufnahmen nicht störend,
2. Mehrfachverwendung,
3. hohe Empfindlichkeit (im Vergleich z.B. zu Glas - oder Filmdosimetern),
4. Dosisleistungsunabhängigkeit der Dosisanzeige,
5. großer Meßbereich, ca 0,1 mR bis mehr als 10^6 R,
6. langes Speichervermögen, d.h. der Zeitraum zwischen Exposition und Auswertung kann (bei Beachtung des Fading) bis zu mehreren Wochen betragen.

Die Nachteile der CaF_2 - Thermolumineszenzdosimeter sind:

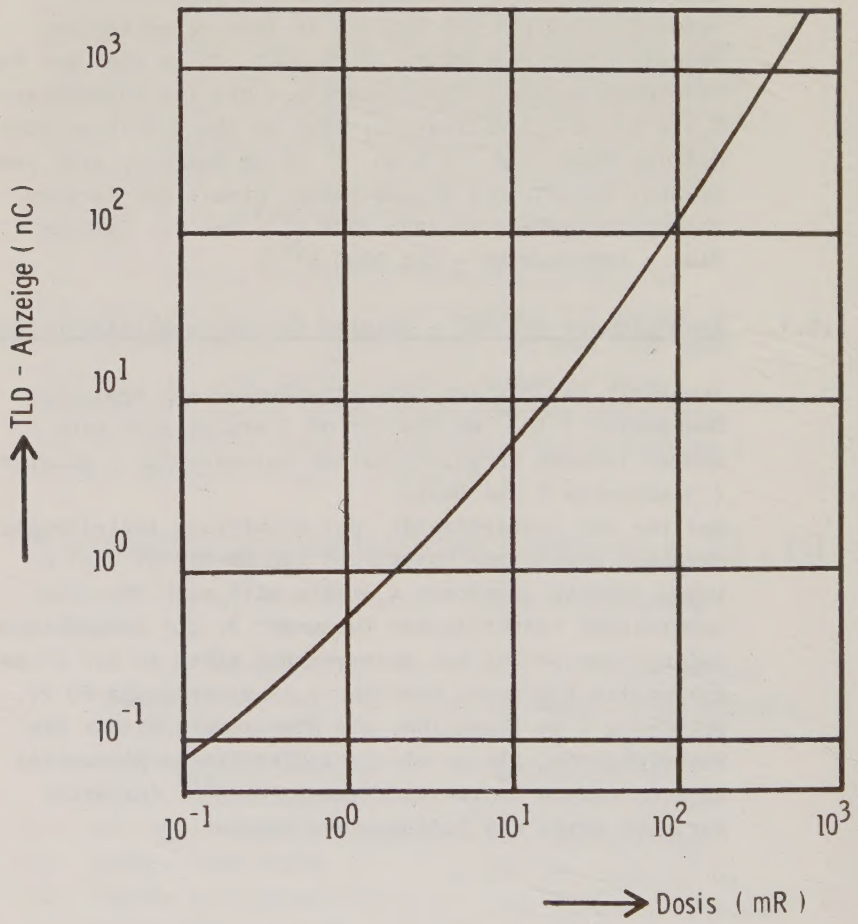
1. Lichtempfindlichkeit,
2. Fading, d.h. eine Abnahme der gespeicherten Dosisinformation in der Zeit zwischen Exposition und Auswertung.

Bei den folgenden Messungen wurden die mit Dysprosium aktivierten CaF_2 - Thermolumineszenzdosimeter der Firma Harshaw (" TLD 200 ") in zwei verschiedenen geometrischen Abmessungen verwendet. Ob es sich bei den Versuchen um die " Plättchenform " mit den Abmessungen 3,2 x 3,2 x 0,9 Millimeter, oder um die " Stäbchenform " mit den Maßen 1 x 1 x 6 mm $\hat{=}$ 18 mg handelt, wird jeweils erwähnt werden. Als Auswertegerät diente der Harshaw Thermolumineszenzdetektor 2000 $A^{(R)}$ und der Harshaw Pico - Amperemeter - Typ 2000 $B^{(R)}$.

2.2.1. Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der applizierten Dosis

Innerhalb der für den Streustrahlenbereich typischen Dosiswerte (10^{-1} mR bis 10^{3} mR) ergibt sich eine nahezu lineare Proportionalität zwischen TLD - Anzeige (Lichtmenge) und Dosis.
Der von dem Auswertegerät ohne Einwirkung ionisierender Strahlen angezeigte Untergrund von im Mittel 0,07 nC wurde jeweils abgezogen (dieses gilt auch für alle nachfolgend beschriebenen Messungen). Die Bestrahlungs - bedingungen wählte man entsprechend einem in der Röntgen - diagnostik typischen Wertepaar: Röhrenspannung 80 kV, Filterung 2 mm Aluminium. Als Streukörper diente ein Wasserphantom. Die an ein geeichtes Standarddosimeter angeschlossene Ionisationskammer TOL/$E^{(R)}$ der Firma Berthold wurde als Dosismonitor benutzt.

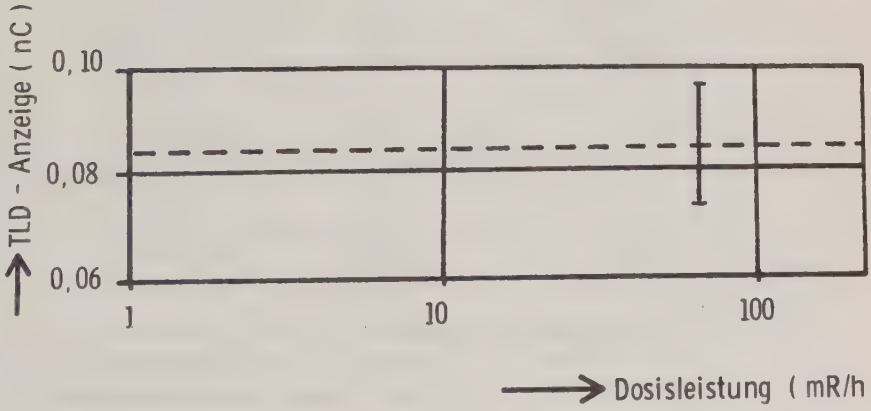
Abb. 1 Abhängigkeit der TLD - Anzeige in Nanocoulomb (nC) von der eingestrahlten Dosis in Milliröntgen (mR) für den Intensitätsbereich der Streustrahlung und für die Strahlenqualität 80 kV, 2 mm Al.



2.2.2. Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der applizierten Dosisleistung

Für die Bestimmung der Dosisleistungsabhängigkeit war nur der niedrige Bereich von Interesse, der für Streustrahlenintensitäten z.B. in der Umgebung von Durchleuchtungsgeräten typisch ist.
Innerhalb der Fehlergrenzen zeigte sich keine Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der Dosisleistung.

Abb. 2 Abhängigkeit der TLD - Anzeige (in nC) von der Dosisleistung (in mR/h) für den Dosisleistungsbereich der Streustrahlung und für die Strahlenqualität 80 kV, 2 mm Al. Die Größenordnung der eingestrahlten Dosis lag im mR - Bereich. Der eingezeichnete Fehlerbereich gibt die Streubreite aus insgesamt 15 Messungen an.



2.2.3. Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der Strahlen - qualität (" Kalibrierfaktor ")

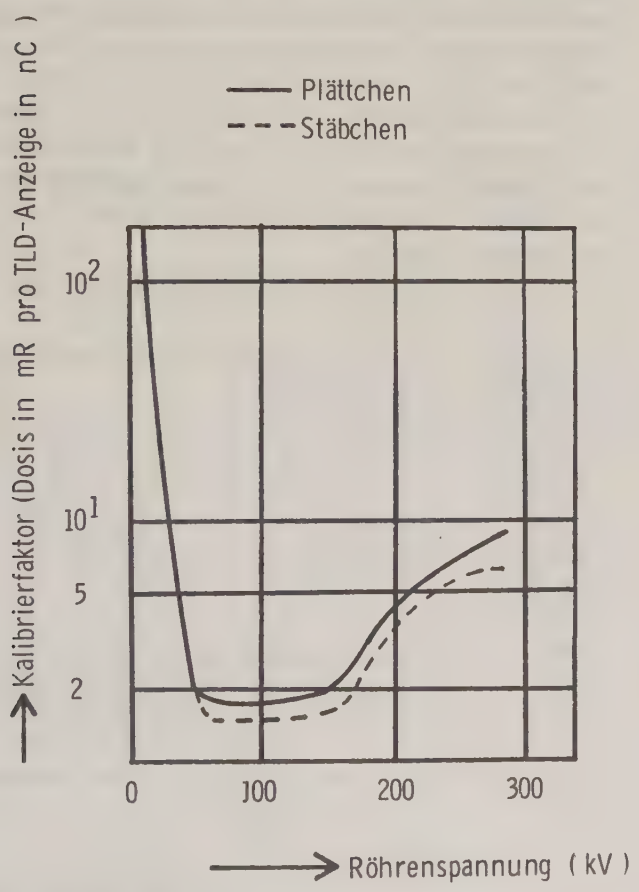
Die TLD - Anzeige läßt eine starke Abhängigkeit von der Energie bzw. Röhrenspannung von 10 bis 40 kV (Spannungsbereich der Oberflächentherapie) erkennen. Von 50 bis 150 kV (Spannungsbereich der Halbtiefentherapie und Diagnostik) ist die TLD - Anzeige nahezu unabhängig von der Röhrenspannung. Ab 150 kV (Spannungsbereich der konventionellen Tiefentherapie) wächst der Kalibrierfaktor mit der Röhrenspannung wieder an. Als Kalibrierfaktor für die nachstehenden Messungen wurde 1,8 mR / nC benutzt.

Tab. 1 Die zur Bestimmung des Kalibrierfaktors benutzte Strahlenqualität (vgl. Abb. 3)

Spannung (kV)	Filterung (mm)
10	1,0 Be
29	0,3 Al
43	0,6 Al
50	1,0 Al
60 - 100	2,0 Al
120	3,0 Al
150	3,0 Al
200	2,0 Cu
240	2,0 Cu
280	3,0 Cu

Als Dosismonitore dienten die an ein geeichtes Standarddosimeter angeschlossene Weichstrahlkammer (Meßbereich bis 100 kV) bzw. Normalkammer (Meß - bereich 100 bis 300 kV) des Simplex - Dosimeters(R) der Firma PTW, Freiburg.
Die Messungen wurden frei Luft durchgeführt.

Abb. 3 Abhängigkeit des Kalibrierfaktors (in mR pro nC) von der in Tabelle 1 dargestellten Strahlenqualität für TLD - Plättchen und - Stäbchen (Fadingeffekte sind korrigiert) .

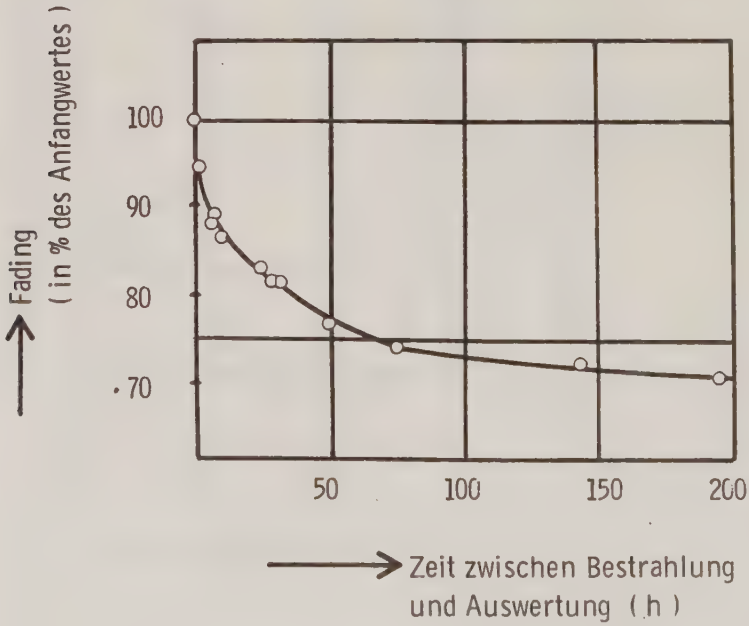


2.2.4. Fading

Ein gewisser Nachteil der CaF_2 - Dosimetrie ist das Fading. Hierbei handelt es sich um eine Reduzierung des gespeicherten Dosiswertes nach dem Zeitpunkt der Exposition. Diese Reduzierung ist abhängig vom Zeit -

punkt der Auswertung nach der Bestrahlung und läßt sich an Hand der in Abb. 4 dargestellten Kurve korrigieren. Im Vergleich zu anderen TL - Materialien, z.B. LiF, ist das Fading am ersten Tag nach der Bestrahlung relativ groß : nach 24 h Reduzierung um 18 %, nach 48 h insgesamt 23 %, nach 72 h nur noch insgesamt 26 %.

Abb. 4 Abhängigkeit des Fading (in % des Anfangwertes von 10 mR) von der Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung (in h) bei einer Strahlenqualität von 80 kV, 2 mm Al.



2.2.5. Bestimmung des Meßfehlers bei einer Dosis von 0,1 mR.

Zur Bestimmung des Meßfehlers wurden 12 Dosimeter mit einer Dosis von 0,1 mR bei 60 kV und 12 weitere mit einer Dosis von 1 mR bestrahlt. Als Dosismonitor diente die Ionisationskammer TOL/E. Bei der Aus - wertung (Tab. 2) stellte man fest, daß sich ein Dosiswert von 0,1 mR mit einem Fehler von etwa 10 % nachweisen läßt und daß diese Größenordnung auch für die Messung einer Dosis von 1 mR gilt.

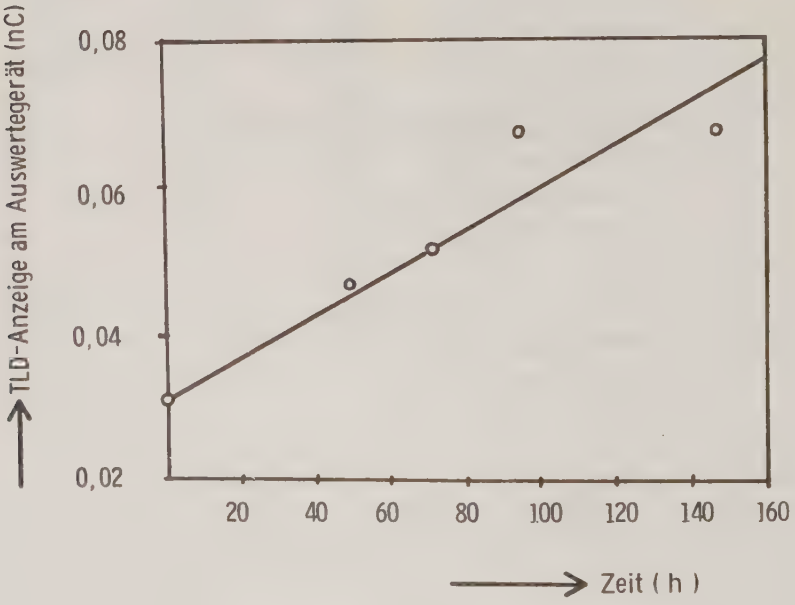
Tab. 2 Ergebnisse bei der Bestimmung des Meßfehlers

	0,1 mR	1 mR (Sollwerte)
1. Gesamtwert (nC) (Mittelwert)	0,1773	0,6177
2. Gesamter Unter - grund (nC)	0,1268	0,1268
3. Gesamtwert minus Untergrund (nC)	0,0505	0,4909
4. TLD - Anzeige (aus 3.) umgerechnet in mR	0,0909	0,836
5. Abweichung des Wertes 4. vom Soll-Wert in %	9,1	11,6

2.2.6. Umwelteinflüsse

Beim Umgang mit TLDs muß man wissen, daß diese auch für andere Strahlenarten empfindlich sind. Zunächst wurde der Einfluß der Höhen - und Umgebungsstrahlen untersucht (Abb. 5). Diese liefern wegen der hohen Empfindlichkeit der CaF_2 - TLDs einen großen Beitrag zu einem störenden Untergrund, der den Nachweis extrem niedriger Dosiswerte (im Bereich um 0,01 mR) nahezu unmöglich macht (z.B. entsprechen 0,1 mR einer Anzeige am TLD - Auswertegerät von 0,177 nC . Nach 150 h Expositionszeit durch Höhen - oder Umgebungs - strahlung beträgt der Untergrund ca. 0,052 nC.) Daher sollte man die CaF_2 - TLDs möglichst in Blei - abschirmungen aufbewahren.

Abb. 5 TLD - Anzeige (in nC) der Höhen - und Umgebungs - strahlung in Abhängigkeit von der Expositionszeit (in h).

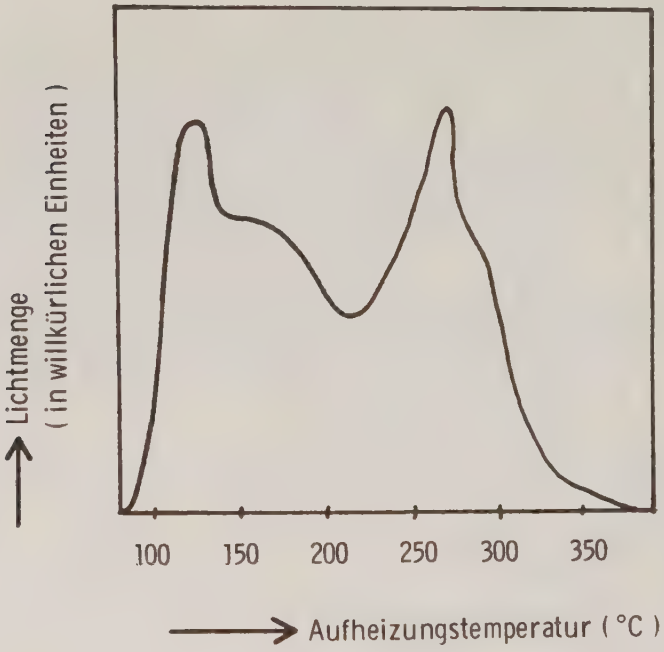


Auch für andere Strahlenarten sind CaF_2 - TLDs empfindlich. So übertrifft z.B. der Einfluß von UV - Licht, also auch von Tageslicht, bei weitem denjenigen von Höhen- und Umgebungsstrahlen, so daß eine Aufbewahrung der TLDs im Dunkeln erfor - derlich ist.

2.2.7. Glowkurven

Die Intensität der Lichtemission der TLDs während der Auswertung wird bestimmt durch den Temperatur - bereich im Verlauf des Aufheizungsvorgangs. Trägt man diese Verhältnisse in ein Diagramm ein, so entsteht die sogenannte Glowkurve, wobei für jedes Thermolumineszenzmaterial typische Lichtintensitäts - spitzen bei bestimmten Temperaturen auftreten (Abb. 6). Bei der Auswertung der späteren Messungen wurde der Aufheizvorgang schon bei einer Temperatur von 250 Grad Celsius abgebrochen, weil dadurch der prozentuale Anteil des dosimeterspezifischen Unter - grunds reduziert wird.

Abb. 6 Glowkurve für CaF_2 - TLD - Material :
Abhängigkeit der vom TLD während der Erhitzung im Auswertegerät emittierten Lichtmenge (in relativen Einheiten) in Abhängigkeit von der Aufheiztemperatur. Der Aufheizvorgang war bei 250 Grad Celsius beendet.



3. MESSUNGEN

3.1. Messungen am Phantom

Die praktische Erprobung der CaF_2 - Dosimetrie erfolgte zunächst im Rahmen simulierter Röntgenuntersuchungen an einem Alderson - Rando - Phantom. Dieses ist sowohl äußerlich als auch in Bezug auf Dichte und Konsistenz dem menschlichen Körper nachgebildet, so daß unter radiologischen Gesichtspunkten ähnliche Eigenschaften wie bei einem Patienten vorliegen (z.B. Gewebeäquivalenz). Das Phantom läßt sich in einzelne Scheiben von ca. 2,5 cm Dicke zerlegen, in die kleine Löcher für die Aufnahme der Dosimeter eingestanzt sind. Der Sinn des Phantoms liegt darin, daß man durch seine leichte Zerlegbarkeit auf bequeme Weise an beliebigen und beim Patienten nicht zugänglichen Stellen Dosismessungen vornehmen kann.

Das Ziel der folgenden Messungen war es, die positiven Eigenschaften von CaF_2 - TLDs, d.h. den Nachweis sowohl extrem niedriger als auch sehr hoher Dosen in der Praxis zu demonstrieren. Drei verschiedene Unter - suchungen wurden simuliert und zwar Durchleuchtungen im Bereich

a) des Schädels,
b) des Thorax,
c) des Magens.

Dabei interessierten die Gonadendosen im Streustrahlen - bereich und die Oberflächendosen im Nutzstrahlenbereich. Bei jeder Untersuchung wurde die Strahlenqualität durch Einstellung unterschiedlicher Spannungen und Einsatz verschiedener Filterungen variiert. Die Be - strahlungsbedingungen für die drei Untersuchungen waren jeweils identisch und sind in Tabelle 3 zusammen - gefaßt.
Die Meßergebnisse sind in den Abb. 7 bis 9 graphisch

dargestellt. Aufgetragen wurde jeweils die Ovardosis im mR, und zwar sowohl bezogen auf die applizierte Oberflächendosis in R als auch auf das Produkt von Durchleuchtungsstrom in mA und Durchleuchtungszeit in min gegen die Röhrenspannung in kV.

Tab. 3 Bestrahlungsbedingungen bei den Phantommessungen

Röhrenspannung	:	50 - 150 kV
Filterung	:	2 und 3mm Al
Röhrenstrom	:	4 mA
Durchleuchtungszeiten	:	2 - 5 min
Feldgröße	:	13 x 13 cm^2
FHA	:	110 cm

Tabelle 4 gibt eine Übersicht über die Größenordnung der in den Abb.7 bis 9 im Detail dargestellten Meßergebnisse.

Tab. 4

	Schädel	Thorax	Magen
Oberflächendosis (R)	5,9 - 17,3	5,9 - 17,3	5,9 - 17,3
Ovardosis (mR)	0,05 - 1,7	0,95 - 12,3	30 - 577

Abb. 7 Abhängigkeit der auf die Oberflächendosis bzw. auf das mAmin - Produkt bezogenen Ovardosis von der Röhrenspannung für Filterungen 2 und 3 mm Al bei Durchleuchtungen im Schädelbereich a.p.

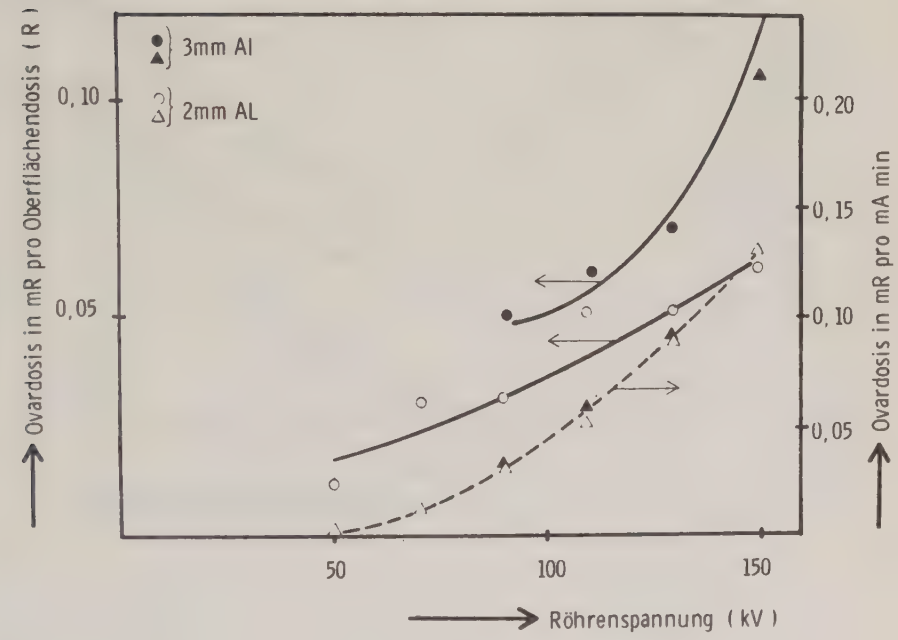


Abb. 8 Abhängigkeit der auf die Oberflächendosis bzw. auf das mAmin - Produkt gezogenen Ovardosis von der Röhrenspannung für Filterungen 2 und 3 mm Al bei Durchleuchtungen im Thoraxbereich a.p.

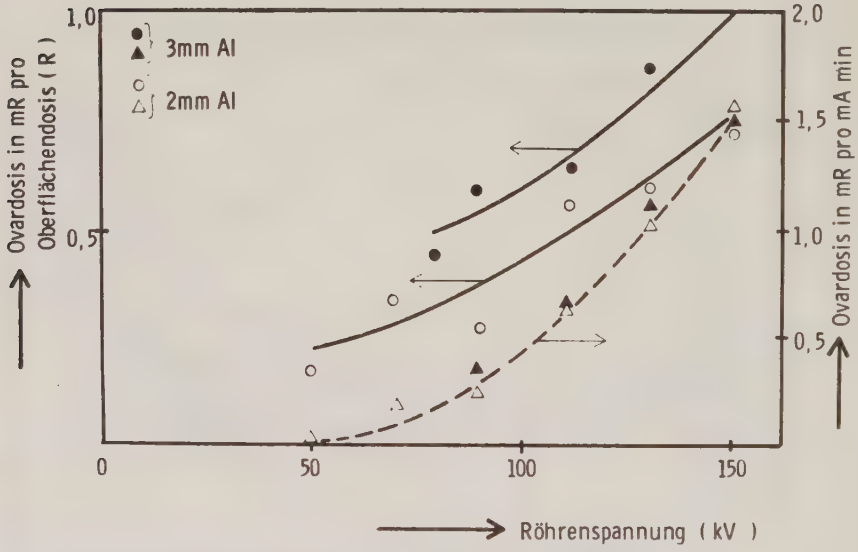
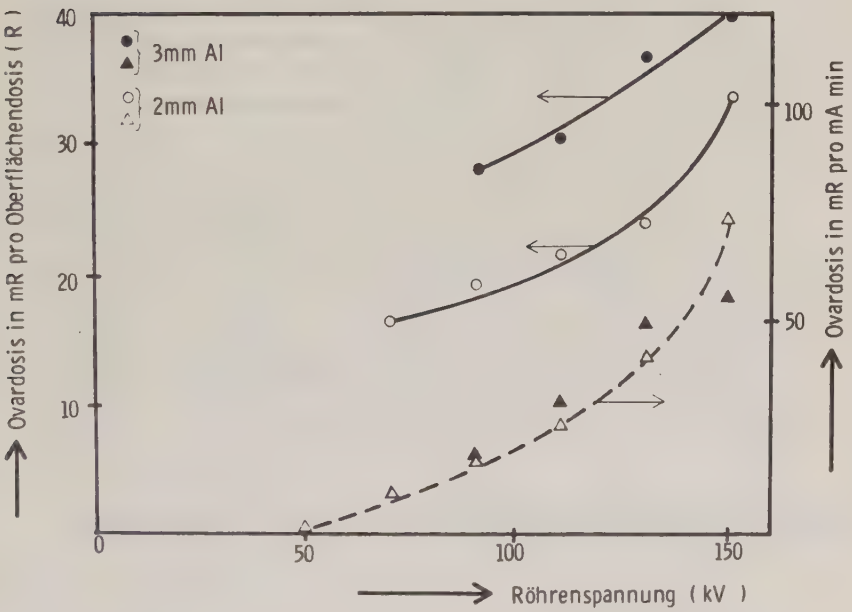


Abb.9 Abhängigkeit der auf die Oberflächendosis bzw. auf das mAmin - Produkt bezogenen Ovardosis von der Röhrenspannung für Filterungen 2 und 3 mm Al bei Durchleuchtungen im Magenbereich a.p.



3.2. Messungen am Patienten und Untersucher bei Carotis- und Brachialisarteriographien

Ziel der Messungen war es, im Anschluß an die Untersuchungen am Phantom die Vorteile der CaF_2 - Dosimeter bei der Bestimmung sehr niedriger und sehr hoher Dosen in der Praxis zu demonstrieren. Insgesamt wurden die Strahlenexpositionen im Verlauf von 9 Untersuchungen gemessen. Die Mittelwerte der Untersuchungsparameter, wie z.B. Röhrenspannung, Feldgröße und Fokus - Haut - Abstand, sind in Tabelle 5 zusammengefaßt. Die Aufpunkte, d.h. die Meßorte, an denen die Dosimeter angebracht wurden, und die Mittelwerte der dort erhaltenen Meßergebnisse sind der Tab. 6 zu entnehmen. Die einzelnen Untersuchungen erforderten teilweise unterschiedliche Aufnahmezahlen (von 16 bis 48 a.p. - und seitlichen Aufnahmen). Die in Tabelle 6 angegebenen Dosiswerte sind auf 10 Aufnahmen normiert, um die Strahlenexposition der neun Untersuchungen miteinander vergleichen zu können.

Tab. 5 Untersuchungsparameter

Mittelwert Röhrenspannung a.p.	:	72 kV
Mittelwert Röhrenspannung seitl.	:	62 kV
mAs - Produkt (a.p. und seitl.)	:	80 mAs
Mittelwert Feldgröße a.p.	:	31 x 23,5 cm^2
Mittelwert Feldgröße seitlich	:	17,6 x 16 cm^2
Mittelwert FHA a.p.	:	82 cm
Mittelwert FHA seitlich	:	86 cm

Tab. 6 Strahlenexpositon des Patienten und Untersuchers bei Carotis - und Brachialisarteriographien

Aufpunkt	Dosisbereich für 9 Untersuchungen (normiert auf 10 Aufnahmen)	Mittelwert (normiert auf 10 Aufnahmen)
Patient Auge links	3,5 R - 7,8 R	5,7 R
Patient Sternum	29,3 mR - 91,3 mR	64,1 mR
Patient Gonaden	0 - 0,02 mR	≤ 0,02 mR
Unters. Auge links	2,9 - 14,2 mR	7,8 mR
Unters. Handrücken	1,8 - 11,9 mR	4,2 mR
Unters. Gonaden	0,03 - 0,24 mR	0,09 mR
Anästhesist Auge rechts	0,08 - 3,6 mR	1,7 mR
Anästhesist Gonaden	0 - 0,04 mR	≤ 0,04 mR

4. DISKUSSION

4.1. Diskussion der Eigenschaften des CaF_2 - TLD - Systems

Insgesamt hat sich gezeigt, daß CaF_2 - TLDs für die medizinische Dosimetrie geeignet sind.
Eine wichtige Voraussetzung hierfür ist, daß die Abhängigkeit der TLD - Anzeige von der eingestrahlten Dosis nahezu linear verläuft. Im Streustrahlenbereich interessieren in der Regel nur Dosen von 0,1 mR bis 1000 mR. Bei der für die Röntgendiagnostik typischen Strahlenqualität (Röhrenspannung 80 kV, Filterung 2 mm Al) scheint eine geringe Abweichung des Kurven - verlaufs von der idealen Linearität vorhanden zu sein. Im Gegensatz zur kontinuierlichen Röntgenstrahlung wäre es bei monoenergetischer Gammastrahlung durchaus möglich, einen linearen Zusammenhang zwischen TLD - Anzeige und Dosis festzustellen. Die Abweichung von der Linearität kann jedoch im Rahmen der Fehlergrenzen bei diesen geringen Dosen (vgl. Abschnitt 2.2.5.) ohne Benutzung besonderer Korrekturfaktoren hinge - nommen werden. Über den gesamten nachweisbaren Dosis - bereich gesehen (bis zu mehreren Tausend R) wird allerdings von Binder und Cameron [2] ein linearer Zusammenhang zwischen TLD - Anzeige und Dosis konstatiert.
Eine weitere Voraussetzung für die Verwendung der CaF_2 - TLDs im radiologischen Bereich ist die Unab - hängigkeit der TLD - Anzeige von der Dosisleistung. Diese ist für den Dosisbereich der Streustrahlung in Umgebung von Röntgendiagnostikeinrichtungen (1 bis etwa 200 mR/h) innerhalb der Fehlergrenzen ge - geben.
Für die Bestimmung von Dosen unterschiedlichster Strahlenqualität ist die Kenntnis der Abhängigkeit der TLD - Anzeige z.B. von der Röhrenspannung eine

unbedingt notwendige Voraussetzung. Mit anderen Worten: Mit welchem Faktor (" Kalibrierfaktor ") muß die TLD - Anzeige am Auswertegerät multipliziert werden, um eine Information in der Dosiseinheit Milliröntgen bzw. Röntgen zu erhalten ?
Ideal wäre ein von der Strahlenqualität unabhängiger Faktor, was aber leider nur selten der Fall ist. Für die Strahlenqualität der Röntgendiagnostik von 50 bis 150 kV ist dieses Ziel allerdings nahezu erreicht. Gemäß der geometrischen Form der TLDs (Plättchen oder Stäbchen) ergeben sich leicht unterschiedliche Empfindlichkeiten bzw. Kalibrierfaktoren.
Beachtet werden muß bei CaF_2 - TLDs (im Gegensatz zu LiF - TLDs) das Fading, was z.B. auch bei den Untersuchungen im Zusammenhang mit dem Kalibrierfaktor berücksichtigt worden ist. Die Fadingkurve (Abb. 4) wurde wiederum mit der in der Diagnostik typischen Strahlenqualität von 80 kV, 2 mm Al und der typischen Streustrahlendosis von 10 mR bestimmt. Es zeigte sich, daß CaF_2 - TLDs in dieser Hinsicht Nachteile haben. Vor allem in der ersten Zeit nach der Bestrahlung tritt ein deutliches Fading auf. Bei Benutzung von CaF_2 - TLDs muß das Fading also unbedingt berücksichtigt und korrigiert werden. In der Praxis merkt man sich die Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung genau und wartet mit der Auswertung solange, bis man den nahezu fadingfreien Zeitraum (nach mindestens 2 Tagen) erreicht hat, so daß dadurch der Fehler durch die Fading - korrektur klein gehalten werden kann.
Interessant sind Überlegungen über Fehlergrenzen in den Dosisbereichen, deren Nachweis gerade die Stärke der CaF_2 - TLDs sind (0,1 bis 1 mR). Nach Abzug des Untergrunds zeigt sich etwas überraschend, daß die Abweichung des Ist - Wertes von der Dosis 0,1 mR in der gleichen Größenordnung liegt wie diejenige bei der Dosis 1 mR, also etwa bei 10 %. Dies könnte

bei nur 12 Dosimetern noch Zufall sein, deutet aber darauf hin, daß Dosen um 0,1 mR mit tolerablen Fehlern noch nachweisbar sind.
Nicht nur das Fading muß berücksichtigt werden, sondern - vor allem beim Nachweis extrem niedriger Dosen - aufgrund der hohen Empfindlichkeit der CaF_2 - TLDs auch der Einfluß der Umgebungsstrahlung.
Bei der Handhabung der CaF_2 - TLDs ist weiterhin zu beachten, daß sie im Gegensatz zu LiF vor allem in Stäbchenform keine sehr große mechanische Stabilität besitzen. Deshalb und wegen ihrer geringen Größe ist ein sorgfältiges Arbeiten (z.B. Berühren nur mit gepolsterter Pinzette) notwendig.

4.2. Diskussion über die Messung am Phantom

Die Messungen sollten zeigen, daß sich CaF_2 - TLDs für die Bestimmung extrem kleiner Streustrahlendosen, z.B. typischerweise Gonadendosen bei röntgendiagnostischen Untersuchungen, sehr gut eignen. Ovardosen sind nur in Phantomen meßbar (wie z.B. Alderson - Rando - Phantom). Als Beispiel wurde je eine Schädel -, Thorax - und Magenuntersuchung simuliert.
Zur Beurteilung der Ergebnisse mußten die Ovardosen normiert werden, und zwar einmal auf die eingestrahlte Oberflächendosis und einmal auf das Produkt aus Stromstärke und Zeit.
Aus den Messungen lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

1. Die relativen Streustrahlenintensitäten (und damit die relativen Ovardosen) steigen mit wachsender Röhrenspannung und höherer Filterung an. Insgesamt läßt sich also eine Erhöhung der Streustrahlendosis mit härter werdender Strahlung feststellen, gemäß der physikalischen Tatsache,

daß Streustrahlenintensitäten aufgrund vom Compton - und Rayleighstreueffekten mit wachsender Strahlen - energie zunehmen.

2. Die Ovardosis beträgt pro 1 R Oberflächendosis bei einer Röhrenspannung von 80 kV und einer Filterung von 2 mm Al
bei der Schädeluntersuchung 0,03 mR
bei der Thoraxuntersuchung 0,3 mR
bei der Magenuntersuchung 16 mR

3. Daraus läßt sich der Schluß ziehen, daß die Ovar - dosis sehr stark abhängig ist vom Abstand Ovarien - unterer Feldrand. Diese Abhängigkeit verläuft mit höherer als der 2. Potenz, weil neben der Abnahme der Ovardosis nach dem sogenannten quadratischen Abstandsgesetz auch noch Absorptionseffekte im Körperinneren eine Rolle spielen.
Hieraus folgert, daß der beste Ovarschutz gegen Streustrahlung, die man im übrigen durch äußere Bleigummiabdeckungen kaum reduzieren kann, die Einhaltung eines möglichst großen Abstandes des Nutzstrahlenfeldes von den Ovarien und einer mög - lichst kleinen Feldgröße ist.
Außerdem zeigt sich insbesondere bei den Messungen der Ovardosen im Verlaufe von Schädeluntersuchungen, daß CaF_2 - TLDs für die Bestimmung extrem kleiner Dosen geeignet sind. Mit LiF - TLDs wären diese Messungen nicht möglich gewesen !

4.3. Diskussion über die Messung am Patienten

Mit Absicht wurden Untersuchungen im Schädelbereich gewählt, um zu zeigen, daß - wie schon bei den Phantommessungen bewiesen - für Röntgenuntersuchungen am Schädel typisch kleinste Dosen mit CaF_2 - TLDs ohne weiteres meßbar sind. Carotis - und Brachialis -

arteriographien wurden deshalb ausgewählt, weil während dieser Untersuchungen die Anwesenheit von verschiedenen Personen (Arzt, Assistenzpersonal) im Röntgenraum erforderlich und deshalb eine Ex - position von beruflich Strahlenexponierten nicht zu vermeiden ist. Die Messungen an Patient, Untersucher und Anästhesist wurden in der neuroradiologischen Abteilung des St. Joseph - Hospitals in Essen (Chefarzt Dr. Urban) an neun Patienten (Aufnahme - zahlen zwischen 16 und 48) durchgeführt. Die Mittel - werte in Tabelle 6 sind auf 10 Aufnahmen normiert und können daher leicht auf beliebige Aufnahmezahlen umgerechnet werden. Zum Vergleich sind einige Werte aus der Literatur angeführt [4] :

Tab. 9 Strahlenexposition des Patienten und Untersuchers bei Carotis- und Brachialisarteriographien (aus [4])

	Untersucherexposition	Patientenexposition
Literatur- werte für insgesamt 16 Aufnahmen	Hand 35 mR Augenlinse 10 mR	Gonaden 5 mR Orbita 13 R (Nutzstrahlung)
Literatur - werte umge- rechnet auf 10 Aufnahmen	Hand 23 mR Augenlinse 6 mR	Gonaden 3 mR Orbita 8,1 R (Nutzstrahlung)

Bis auf die Gonadendosis des Patienten (3 mR) liegen die Literaturwerte (gemessen mit Glasdosimetern) in einer ähnlichen Größenordnung wie die in Tabelle 6 aufgeführten Werte. Die Strahlenexposition des Unter -

suchers hängt etwas von der individuellen Arbeitsweise ab; so überrascht die in der Literatur angegebene etwas höhere Handbelastung (23 mR) im Vergleich zu dem hier gemessenen Mittelwert von 4,2 mR nicht. Die Gonadendosis des Patienten erscheint in der Literatur als zu hoch ausgefallen. Dies ist nicht erstaunlich, wenn man bedenkt, daß dort mit Glas - dosimetern gemessen wurde, deren untere Nachweis - grenzen um mehrere Größenordnungen höher liegen, als diejenigen der CaF_2 - TLDs. Außerdem wurde in der Literatur keine Abdeckung der Hoden verwendet. Bei Verwendung einer Abdeckung reduziert sich die Hoden - exposition um den Faktor 2,8 [4] . Abweichende Meßergebnisse können dadurch erklärt werden, daß das Zahlenverhältnis zwischen a.p. - und seitlichen Aufnahmen unterschiedlich ist.
An dieser Stelle wird der Vorteil der CaF_2 - TLDs im Vergleich zu anderen Meßsystemen besonders deutlich; denn es läßt sich als neue Erkenntnis feststellen, daß die Gonadendosis bei Carotis- und Brachialisarteriographien sehr viel niedriger ist als bisher angenommen! Außerdem zeigt sich, daß der Anästhesist auch einer Strahlenexposition ausgesetzt ist, wenn auch einer niedrigeren als der des Untersuchers. Dieser Umstand erklärt sich durch seinen günstigeren Standort am Patientenlagerungs - tisch. Teske und Mitarbeiter [5] haben für die Orbita des Patienten eine Exposition von 1,9 bis 2,8 R pro 8 seitlichen Aufnahmen festgestellt. Umgerechnet auf 10 Aufnahmen ergibt dies eine Ober - flächendosis von 2,4 bis 3,5 R. Diese Werte liegen an der unteren Grenze der in dieser Arbeit gemessenen Strahlenexposition (3,5 bis 7,8 R). Von den Autoren werden jeweils die Expositionen durch seitliche

Aufnahmen und - getrennt davon - jeweils die Exposi - tionen durch a.p. - Aufnahmen angegeben (3,5, R pro 8 a.p. - Aufnahmen, was 4,4 R pro 10 a.p. - Aufnahmen entspricht). Wie zu erwarten, ist die Orbita des Patienten bei a.p. - Richtung höher belastet als beim seitlichen Strahlengang.
Die Gonadendosen des Untersuchers (0,09 mR) und des Anästhesisten (≤ 0,04 mR) wurden unter einer Schutzkleidung mit einem Bleigleichwert von 0,25 mm gemessen. Ohne Schutzkleidung wären diese Dosen sicherlich um mehr als einen Faktor 10 höher aus - gefallen.

5. SCHLUSSBEMERKUNG

Es zeigt sich, daß CaF_2 - TLDs ein Meßsystem darstellen, das für die Bestimmung der Strahlen - exposition in der Röntgendiagnostik allen bisher bekannten Systemen (Ionisationskammer, TLD - Materialien anderer Art wie z.B. LiF, Glasdosimetern oder Filmdosimetern) überlegen ist.

Die Vorteile:

1. kleine Ausdehnung des Dosimeters,
2. hohe Empfindlichkeit (Messungen im Bereich intensitätsschwacher Streustrahlung),
3. trotz großer Empfindlichkeit auch Nachweis hoher Dosen (Messungen im Bereich der Nutz - strahlung),
4. relativ geringe Abhängigkeit der Empfindlichkeit von der Röhrenspannung im Bereich der Röntgen - diagnostik.

Die Nachteile sind:

1. Relativ hohes Fading in den ersten beiden Tagen nach der Bestrahlung (Korrekturen erforderlich und möglich),
2. wegen der hohen Empfindlichkeit für kleinste Dosen auch empfindlich für Umgebungsstrahlung, z.B. Höhenstrahlung (möglichst Aufbewahrung in Bleiabschirmungen),
3. mechanisch nicht so stabil, wie z.B. LiF - TLDs,
4. sehr starke Abhängigkeit der Empfindlichkeit bei niedriger Röhrenspannung (Oberflächentherapie, Mammographien) und starke Abhängigkeit der Empfindlichkeit bei hoher Röhrenspannung (konventionelle Tiefentherapie).

Mit CaF_2 - TLDs gelingt es, Dosen nachzuweisen, deren quantitative Bestimmung bisher noch nicht möglich war (in Bereichen um 0,01 mR !) .

6. LITERATURNACHWEIS

1 K. Becker und A. Scharmann, Einführung in die Festkörperdosimetrie, Verlag Karl Thiemig, München 1975

2 W. Binder, I.R. Cameron, Dosimetrie Properties of CaF_2 : Dy, Arbeit der U.S. Atomic Energy Commission, Nr. 600 - 1105 - 146 (1973)

3 D.H. Denham, R.L. Kathren, I.P. Corley A CaF_2 : Dy Thermoluminescent Dosimeter for Environmental Monitoring, Health Physics Annual Meeting, Las Vegas (1972), Nr. BNWL - SA - 4191

4 O. Fiebach, K. Ewen, E. Löhr, Ergebnisse dosi - metrischer Untersuchungen bei der Schädelangio - graphie an verschiedenen Angiographieeinrichtungen, Fortschr. Röntgenstr. 120,5 (1974) 575 - 577, Georg Thieme Verlag, Stuttgart

5 H.J. Teske, G. Schmidt, K. Ewen, Messungen zur Strahlenexposition der Augenlinse bei Schädel - aufnahmen, Schichtaufnahmen der Orbitae und der angrenzenden Bereiche sowie bei angiographischen Untersuchungen, Der Radiologe, Heft 12, Dez. 1972 420 - 424, Springer - Verlag

D A N K S A G U N G

Hiermit danke ich Herrn Prof. Dr. Günther vom Institut und der Klinik für Medizinische Strahlenkunde der Universität Düsseldorf für die Bereitstellung des Themas und sein stets förderndes Interesse am Fortgang der Arbeit.
Ich bedanke mich außerdem beim Dienststellenleiter der Zentralstelle für Sicherheitstechnik, Strahlenschutz und Kerntechnik (ZFS), Herrn Lt. RD Dr. Haack, für seine Erlaubnis, einen großen Teil der Arbeit in den Diensträumen der ZFS ausführen und die Laboreinrichtungen benutzen zu dürfen.
Ferner gilt mein Dank Herrn ORR Dr. Ewen von der ZFS für die Betreuung der Arbeit, seine Bereitschaft zu fördernder Diskussion und seine Unterstützung besonders bei physikalischen Fragestellungen.
Schließlich bin ich Herrn David von der ZFS verpflichtet für seine Hilfe bei der Auswertung der Dosimeter im TLD - Labor der ZFS.

L E B E N S L A U F

Am 14.7. 1948 wurde ich als Sohn des Oberst - leutnant a.D. Moritz Liebe und seiner Ehefrau Renate, geb. von Burgsdorff in Bielefeld ge - boren.
Nach dem Besuch der Grundschule wechselte ich 1959 auf das Schloßgymnasium Düsseldorf - Benrath. Dort bestand ich im Sommer 1967 die Reife - prüfung.
Vom Herbst 1967 bis Frühjahr 1969 leistete ich den Wehrdienst ab.
Im Wintersemester 1969/70 begann ich das Medizin - studium an der Universität Heidelberg und wechselte im Wintersemester 1975/76 zur Universität Düsseldorf.